

**Untersuchungen über den Einfluß der
Armlage auf die Durchblutungsgröße
der menschlichen Unterarmmuskulatur**

Klaus Hurtig

1964

Aus dem Institut für animalische Physiologie der Universität
Frankfurt am Main

(Direktor: Prof. Dr. K. Wezler)

UNTERSUCHUNGEN UEBER DEN EINFLUSS DER ARMLAGE AUF
DIE DURCHBLUTUNGSGROSSE DER MENSCHLICHEN
UNTERARM MUSKULATUR

Inaugural-Dissertation

zur

Erlangung des Doktorgrades
der Zahnmedizin
der hohen medizinischen Fakultät
der Johann Wolfgang Goethe-Universität
zu Frankfurt am Main

vorgelegt von
Klaus Hurtig
aus Darmstadt
Frankfurt am Main, 1964

Dekan : Prof. Dr. J. Frey
Referent Prof. Dr. W. Schroeder
Korreferent : Prof. Dr. K. Pirlet
Mündliche Prüfung : 21. September 1964



A. Einleitung

Im Jahre 1902 konnte Bayliss an Durchströmungspräparaten der hinteren Extremität des Hundes nachweisen, daß durch eine Erhöhung des Blutdruckes eine Gefäßverengung und durch eine Senkung des Blutdruckes eine Gefäßweiterung ausgelöst wird. Bayliss nahm aufgrund dieser Versuche an, daß die Dehnung der Gefäßwand durch den Blutdruck der adäquate Reiz für die tonische Aktivität der Gefäßmuskulatur ist. Dieser sog. "Bayliss-Effekt" wird heute als wesentliche Grundlage der "Autoregulation" angesehen, wobei unter Autoregulation die von der Höhe des arteriellen Druckes unabhängige Konstanz der Organdurchblutung verstanden wird.

Der Nachweis einer "Autoregulation" konnte in den letzten Jahren nicht nur an Durchblutungspräparaten verschiedener tierischer Organe (Gehirn, Skelettmuskel, Myokard, Darm und Niere), sondern auch an der menschlichen Extremität geführt werden. Der Gefäßinnendruck und damit der "transmurale" Druck wurde entweder durch Lageänderung der Extremität (Wilkins u. Mitarbeiter 1950, Rosenzweig 1955, Abramson u. Mitarbeiter 1962) oder durch Einbringen der Extremität in ein Unterdruckgefäß (Unterdruckplethysmograph) variiert (Greenfield u. Patterson 1954, Coles u. Mitarbeiter 1956, Coles und Greenfield 1956) (s. Tab. 1).

Zum Nachweis einer Durchblutungsänderung wurde im allgemeinen die Venenverschußplethysmographie verwendet, bis auf die Untersuchungen von Wilkins und Mitarbeiter bzw. Rosenzweig, welche die Veränderung der O_2 -Sättigung des Blutes einer Hautvene als Maß einer Durchblutungsänderung heranzogen. Die mit der Venenverschußplethysmographie durchgeführten Versuche ergaben eine Konstanz der Durchblutung, wenn der Arm aus der Herzhöhe gesenkt, bzw. der transmurale Druck um 50 mm Hg (durch entsprechenden Unterdruck im Plethysmographen) erhöht wurde. Eine Erhöhung des transmuralen Druckes um 50 mm Hg soll einen Anstieg des Blutdruckes in den Handgefäßen beim Senken des Armes aus der Horizontalen in die Vertikale gleichkommen (Greenfield u. Patterson).

Im Gegensatz zu Versuchen mit der Venenverschußplethysmographie ergaben die blutigen Durchströmungsmessungen (Wilkins u. Mitarbeiter, Rosenzweig), die im wesentlichen Veränderungen der Hautdurchblutung erfassen, eine Zunahme der Durchblutung beim Senken der Extremität. Dies bedeutet, daß die

Haut nicht die gleiche Fähigkeit zur Autoregulation wie die gesamte Extremität besitzt und man kann sogar vermuten, daß die Durchblutungskonstanz im Haut-Muskel-Gebiet der Gesamtextremität auf einer überschießenden Autoregulationsfähigkeit der Muskelgefäße beruht. Daß die Haut eine nur unbedeutende Fähigkeit zur Autoregulation besitzt, zeigen auch die Untersuchungen von Folkow, Mendlowitz, Thauer und Crispens, Golisch u. Thorn, Wezler u. Schönbach. Im Gegensatz zu den Muskelgefäßen weisen die Hautgefäße (insbesondere die arteriovenösen Kurzschlußgefäße) praktisch keinen Basaltonus auf, weil sie sich nach Sympathektomie meist maximal erweitern (Folkow).

Bisherige Methoden

Organ d. Extremität	Erhöhung des transmuralen Druckes durch;	Ergebnis	Methodik	Autor
Haut	Senken der Extremität	Durchblutungs- zunahme	Messung d. O ₂ -Gehaltes im venösen Blut	<u>Wilkins</u> u. Mitarb.
	"	"	"	<u>Rosenzweig</u>
Haut- Muskel (Extremität)	Senken der Extremität	Durchblutungs- konstanz	Venenver- schluß- plethys- mographie	<u>Abramson</u> u. Mitarb.
	Unterdruck	"	"	<u>Greenfield</u> u. <u>Patterson</u>
	"	"	"	<u>Coles</u> u. Mitarb.
	"	"	"	<u>Coles</u> u. <u>Greenfield</u>

Am Menschen scheint die Fähigkeit der Muskelgefäße zur Autoregulation wegen des Fehlens einer geeigneten Methodik noch nicht untersucht worden zu sein. Von Schroeder wurde nun eine Modifikation der Venenverschlußplethysmographie angegeben, welche vorwiegend die Muskeldurchblutung der Extremitäten quantitativ zu messen gestattet. Mit dieser Methode wurde in der vorliegenden Dissertation die Autoregulation der Gefäße der Extremitätenmuskulatur bei Lageänderungen der Extremität untersucht.

B. Methoden zur quantitativen Durchblutungsmessung der Extremitätenmuskulatur

1) Die Venenverschlußplethysmographie

Die Venenverschlußplethysmographie ist die bisher einzige Methode zur quantitativen Durchblutungsmessung der Extremitätenmuskulatur.

Bei der ursprünglichen Methode der Venenverschlußplethysmographie wird die Extremität in einen festen Zylinder eingeführt, der an seinen Enden mit der Haut luftdicht abgeschlossen wird. Der Zylinder ist durch einen Schlauch mit einem Volumenmessgerät (Mareysche Kapsel) verbunden. Für die Durchblutungsmessung wird der Abfluß des venösen Blutes aus der im Zylinder eingeschlossenen Extremität durch eine am Oberarm (bzw. Oberschenkel) angebrachte, aufblasbare Manschette unterbrochen. Der Staudruck dieser Manschette beträgt etwa 70-80 mm Hg. Während der Stauung nimmt das Volumen der eingeschlossenen Extremität zu, da der Staudruck nur den venösen Abfluß, nicht aber den arteriellen Zufluß behindert, d.h. die Volumenzunahme in der Messzeit muß der arteriellen Zuflußstromstärke proportional sein.

Um das Verhältnis Haut zu Muskulatur zugunsten der Muskulatur vorteilhafter zu gestalten, benutzt man heute den sog. Segmentplethysmographen, der nur den muskelstarken Teil des Unterarms einschließt. Gleichzeitig wird die Handdurchblutung durch eine arterielle Staumanschette am Handgelenk (Druck 130-150 mm Hg) ausgeschaltet. (Modifikationen der Methode s. bei Dittmar).

Nach Grant und Pearson soll durch diese Modifikation der Venenverschlußplethysmographie hauptsächlich die Durchblutung der Extremitätenmuskulatur registriert werden, da das Verhältnis der Haut zur Muskulatur nach Cooper am Unterarm 1 : 7,4 beträgt.

Bei kühler Haut ist der Anteil der Hautdurchblutung an der Extremitätendurchblutung gering und verfälscht den Wert der Muskeldurchblutung nicht wesentlich. Anders liegen die Verhältnisse aber, wenn die Haut direkt oder indirekt erwärmt wird, oder der Einfluß von pharmakologischen Substanzen untersucht wird, welche die Gefäße der Haut anders als die der Muskulatur beeinflussen.

Mit einer weiteren von Schroeder entwickelten Modifikation der Venenverschlußplethysmographie läßt sich der Einfluß der Hautdurchblutung noch weiter reduzieren. Diese Modifikation gestattet es, die Durchblutung im oberen Drittel des Unterarmes zu messen, wo das Verhältnis Haut zur Muskulatur für die Messung am günstigsten ist (eine Weiterentwicklung dieser Methode wurde von Schroeder 1963 publiziert).

2) Beschreibung der für die eigenen Messungen angewandten Methodik der quantitativen Durchblutungsmessung der Extremitätenmuskulatur nach Schroeder

a) Messanordnung

Abweichend von der originalen Venenverschlußplethysmographie wird bei der Methodik von Schroeder nicht die Volumen-, sondern die Druckzunahme des im Messgerät eingeschlossenen Armgewebes (bei entspannten Niederdruckgefäßen) während der venösen Stauung am Oberarm gemessen. Aus der Größe des Druckanstieges kann dann mit Hilfe der experimentell (durch ein Eichvolumen) ermittelten Volumenelastizität ($\Delta P / \Delta V$) die Durchblutungsgröße berechnet werden.

Das obere Drittel des Unterarmes wird durch ein 50 mm breites und 0,1 mm starkes Metallband mit einem Druck von 35 mm Hg umschlossen (=Entlastungsdruck der Niederdruckgefäße). Bei diesem Druck werden die Wände der Niederdruckgefäße (Kapillaren, Venolen, Venen) entspannt. Druckänderungen in

den Niederdruckgefäßen können sich auf diese Weise direkt dem umgebenen Armgewebe mitteilen und durch einen im Metallband befindlichen Druckmeßknopf gemessen werden. Während der venösen Stauung am Oberarm steigt der Druck im eingeschlossenen Armgewebe proportional zur arteriellen Stromstärke fast linear an, weil die Volumenelastizität des Armgewebes (im Druckbereich von 35-40 mm Hg) praktisch konstant ist. Im Gegensatz hierzu sind bei der originalen Venenverschlußplethysmographie die Messkurven wegen der druckabhängigen Volumenelastizität der Gefäße (besonders bei der Endplethysmographie, Rossberg und Baier 1953) gekrümmt.

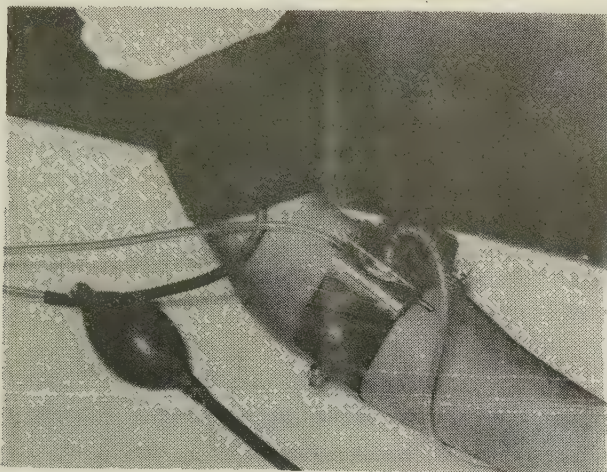
b) Die Unterarmpelotte mit dem Druckmeßknopf

Das Messgerät besteht aus einem in der Länge verstellbaren elastischen, 0,1 mm dünnen und 5 cm breiten Metallband, das mit einem starren, U-förmigen Metallbügel (A) verbunden ist (Abb. Ia u. Ib).

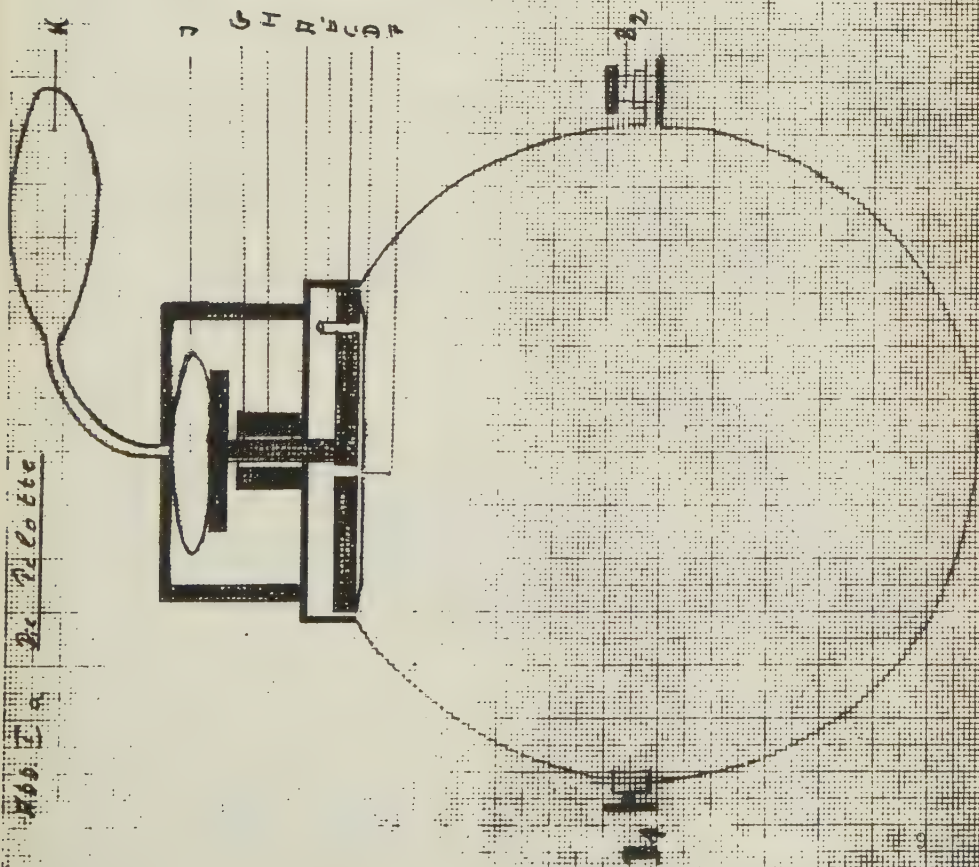
Der Druck, den das Band auf das Gewebe ausüben soll, kann mit der Schraube B₁ grob und mit der Schraube B₂ fein reguliert werden. Unter dem U-förmigen Metallbügel liegt der pneumatische Druckmeßknopf (C) dem Gewebe auf. Dieser Druckmeßknopf besteht aus einer 3 x 5 cm grossen Metallplatte (C), die an ihrer Unterseite mit einer spannungslos an den Rändern verklebten Kunststoffmembran (D) verschlossen ist. Durch diesen Spalt zwischen Metallplatte und Kunststoffmembran wird ein konstanter Luftstrom geleitet (Eingangsschlauchstutzen (E), Ausgangsöffnung (F)). Der Luftstrom wird proportional dem Gewebedruck durch die sich an die Metallplatte anlegende Kunststoffmembran gedrosselt. Die Dimensionen des Druckmeßknopfes sind so gewählt, daß Gewebedruckänderungen zu gleichgroßen Änderungen des Druckes in der Luftleitung führen. Die Metallplatte mit dem pneumatischen Druckmeßknopf trägt in der Mitte eine Führungsstange (G), durch die die Metallplatte in dem Führungszyylinder (H) des U-förmigen Metallbügels um genau 1 mm in radialer Richtung zur Armmitte bewegt werden kann. Diese Bewegung wird pneumatisch über einen Kunststoffbeutel (I) mit Hilfe eines Gammiballes (K) ausgelöst und ist für die Ermittlung der Eichzacke nötig.

Oberarmmanschette u. Pelotte in situ

Abb I.



7 6 H 2' 10 12



c) Die vollständige Versuchsanordnung (Abb. II)

Die zu dem Versuch benötigte Druckluft wird einer Druckluftflasche entnommen, deren Reduzierventil auf einen Druck von 70 mm Hg eingestellt ist. Vom Reduzierventil führen zwei Schlauchleitungen entweder über einen Dreiweghahn zur Oberarmmanschette oder über zwei Strömungswiderstände mit zwischengeschaltetem Windkessel zur Unterarmpelotte und zum optischen Manometer. Die beiden Strömungswiderstände reduzieren den Luftstrom auf etwa 1 L/min, während der Windkessel von 10 L einen plötzlichen Druckabfall in der Pelottenleitung beim Auffüllen der Oberarmmanschette verhindern soll.

Die Druckänderungen werden mit Hilfe des optischen Manometers auf ein Photokymographion aufgezeichnet. Zur direkten Ablesung des Druckes und zur Einstellung des richtigen Entlastungsdruckes ist an der Pelottenleitung noch ein abschaltbares Hg-Manometer angeschlossen.

d) Die Versuchspersonen

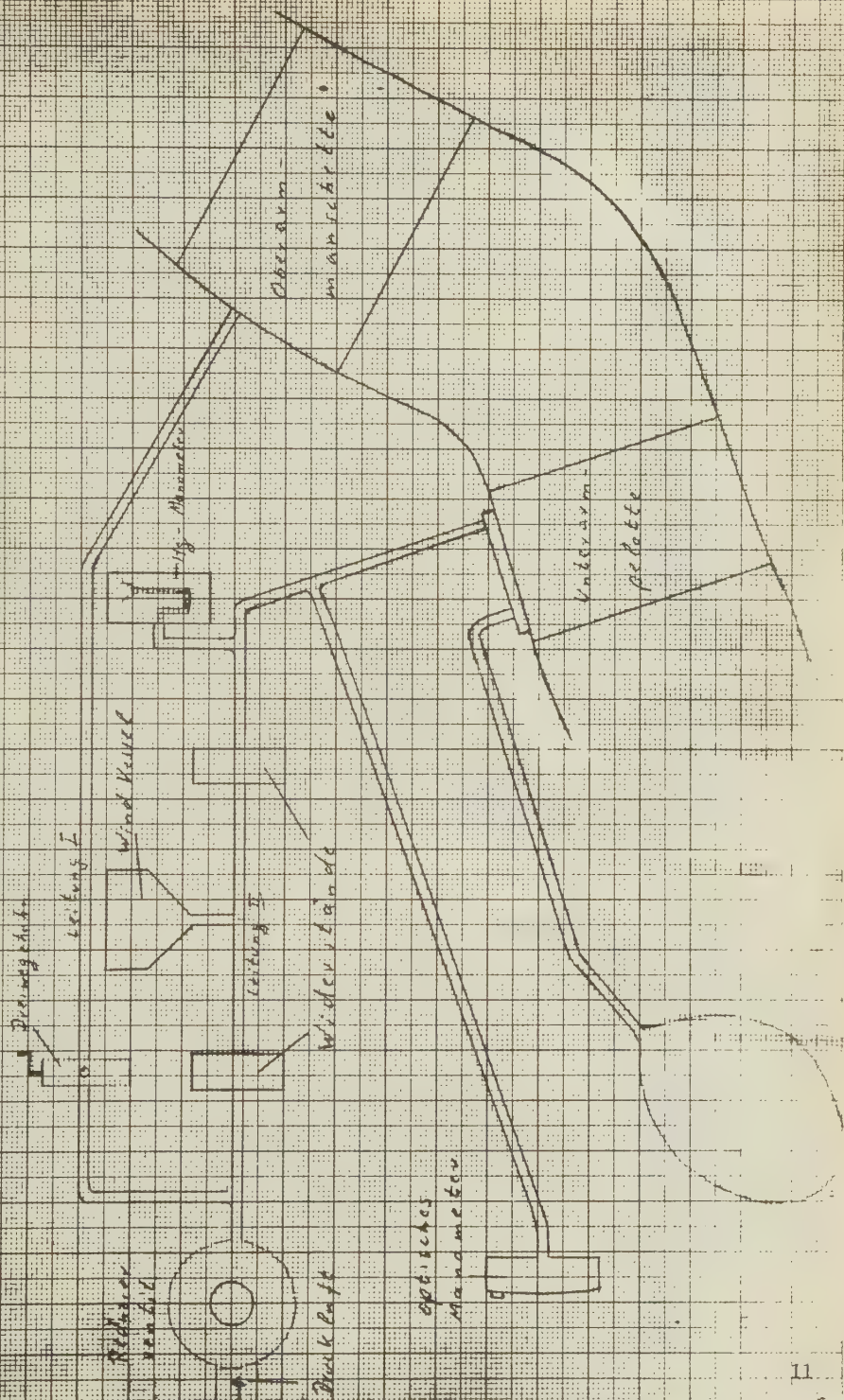
Die Versuche wurden an nur zwei Versuchspersonen durchgeführt (Studenten, beide 25 Jahre alt), um eine größere Streuung der Ergebnisse durch individuelle Reaktionsformen auszuschließen.

Die Versuchspersonen zeigten wesentliche Unterschiede der Ausgangslage, da die Ruhedurchblutungswerte der Unterarmmuskulatur bei der Vp R im Mittel 6 und bei der Vp K im Mittel 11,5 ml/min/100 ml Gewebe betrugen.

e) Durchführung der Versuche

Nach einer längeren Anlaufzeit, die durch Schwierigkeiten bei der Auswertung der Messkurven vom gesenkten Arm bedingt waren (s. S. 13-15), konnten die eigentlichen Versuche innerhalb von 3 Monaten durchgeführt werden. Alle Versuche wurden bei sitzender Stellung der Versuchspersonen vorgenommen, wobei der Unterarm horizontal auf einem in seiner Höhe verstellbaren Tisch lagerte.

Abb. II Die vollständige Versuchsanordnung.



Der Unterarm wurde am Ellbogen- und Handgelenk durch ein Kunststoffkissen unterstützt, um eine Einwirkung des Armgewichtes auf die Messpelotte zu verhindern. Nach einer Ruheperiode von ca. 15 Min wurde die Messpelotte angelegt und es wurde darauf geachtet, daß der Druckmeßknopf immer an derselben Stelle auf der Beugeseite des Unterarmes lag. Dann wurde das Metallband solange angezogen, bis das an die Luftleitung angeschlossene Hg-Manometer einen Druck von 35 mm Hg anzeigte. Dieser "Entlastungsdruck", der die Wände der Niederdruckgefäße ausreichend entspannen sollte, wurde vor jeder Messung kontrolliert und evtl. berichtigt. Die Messung begann mit dem Aufblasen der Oberarmmanschette auf einen Druck von 70 mm Hg durch Umlegen des Dreiwegehahnes bei gleichzeitiger Registrierung des Ausschlages des optischen Manometers. Durch die Unterbrechung des venösen Rückflusses stieg die registrierte Messkurve proportional zur arteriellen Zuflußstromstärke an. Nach etwa 10 Pulsen wurde der Druck in der Oberarmmanschette abgelassen, wodurch die Messkurve sofort wieder auf den Ausgangswert fiel. Nach Kontrolle des richtigen Entlastungsdruckes wurde anschließend die Volumenelastizität (Größe der Eichzacke) ermittelt, indem die Metallplatte (C) mit dem Druckmeßknopf durch manuelle Kompression des Gummiballes (K) um 1 mm armwärts verschoben wurde.

Diese Verschiebung erhöhte das Volumen des in der Armpelotte eingeschlossenen Gewebes um das Eichvolumen ($30 \times 50 \times 1 \text{ mm} = 1,5 \text{ ml}$) und führte zu einem, der Volumenelastizität des eingeschlossenen Gewebes proportionalen Druckanstieg (Eichzacke). Als Eichzacke wurde aber nicht der Druckanstieg, sondern der Druckabfall nach Rücknahme des Eichvolumens verwendet (Abstand des letzten diastolischen Druckwertes zum ersten diastolischen Druckwert nach Rücknahme des Eichvolumens=E) (Abb. III).

f) Auswertung der Messkurven

Für die Auswertung der registrierten Kurven wurde zunächst eine Tangente an die diastolischen Druckwerte der Messkurve gezogen und anschließend der zeitliche Abstand in Sek. bestimmt, in dem die Messkurve die Höhe der Eichzackengröße erreicht hatte. Im Beispiel der Abb. III hatte die Tangente der Messkurve nach 7 sec die Höhe der Eichzacke erreicht und es errechnete sich ein Sekundenvolumen von $\frac{1,5 \text{ ml}}{7 \text{ sec}}$ bzw. ein Minutenvolumen von $\frac{1,5 \text{ ml} \times 60}{7 \text{ sec}} = 12,85 \text{ ml/min.}$ Durch Division durch das in der Armpelotte eingeschlossene Gewebe ($\pi r^2 \times 5 \text{ cm}$; $r = \frac{\text{Umfang}}{2 \pi}$) erhält man den Durchblutungs Wert für 100 ml Gewebe, der im Beispiel der Abb. III bei einem

Abb. III Die registrierte Messkurve



eingeschlossenen Armgewebe von 260 ml 4,93 ml/min betrug.

Dieser Wert bezieht sich auf die Durchblutung von Haut-Muskel-Gewebe, in dem der Muskelanteil über 85 % und der Hautanteil unter 15 % liegt.

g) Die Abhängigkeit der Eichzackengröße vom Venenquerschnitt

Die Auswertung der Messkurven von den ersten orientierenden Untersuchungen über den Einfluß der Armlage auf die Muskeldurchblutung führten zu dem Ergebnis, daß die Muskeldurchblutung sich wenig änderte, wenn der Arm aus der Horizontallage gehoben wurde, daß sie aber stark zunahm, wenn der Arm aus der Horizontallage gesenkt wurde. Diese Ergebnisse waren jedoch nicht durch eine unterschiedliche Steigung der Messkurven, sondern durch die verschiedenen Höhen der Eichzacken bedingt, da sich die Eichzacke beim Senken des Armes aus der Horizontallage verkleinerte. Man mußte daher vermuten, daß die Eichzacke, welche bei wiederholter Bestimmung der Horizontallage in ihrer Größe um nur wenige Prozente variierte, beim Senken des Armes aus noch unbekannten Gründen zu klein wiedergegeben würde. Als Ursache der zu kleinen Eichzacke konnte dann ein zu geringer Entlastungsdruck erkannt werden.

Wie in der Beschreibung der Methodik ausgeführt, soll die Entlastung der Wände der Venolen und Venen bis zur Angleichung ihres Innendruckes an die mittlere Kapillardruckhöhe durchgeführt werden. Bei ausreichender Entlastung entspricht der Druck in den Venolen und Venen größenordnungsmäßig dem Druck in den Kapillaren. In diesem Zustand dienen die Venen als Manometerrohre, durch die Kapillardruckänderungen via entspannte Venenwände und Muskel-Hautgewebe auf den Druckmeßknopf übertragen bzw. mittels des Druckmeßkopfes registriert werden können; Jetzt muß auch die mittlere Stromstärke in den Venen derjenigen der Kapillaren entsprechen, d.h. die Venen haben einen Querschnitt eingenommen, bei dem keinerlei "Blutspeicherung" mehr stattfindet. Bei horizontaler Armlage ist ein ausreichender Entlastungsdruck bei einer Druckhöhe von 25-30 mm HG (=mittlere Kapillardruckhöhe unter Grundumsatzbedingungen der Skelettmuskulatur) gegeben. Wenn man nämlich Eichzacken bei Entlastungsdrücken zwischen 15 und 40 mm Hg aufschreibt und die Eichzackenhöhe in Abhängigkeit von Entlastungsdruck aufträgt, erkennt man einen deutlichen Knick der aufgezeichneten Kurve bei einem Entlastungsdruck von 30 mm Hg (s. Abb. IV). Bis zu diesem Druckwert steigt die Kurve schnell,

und anschließend langsamer an. Unterhalb eines Entlastungsdruckes von 25-30 mm Hg ist der Venenquerschnitt so groß, daß während des Eichvorganges (als Folge der Druckerhöhung durch das Eichvolumen) ein großer Teil des Venenblutes, (aus dem im Apparat eingeschlossenen Gewebe) in die Gefäße des übrigen Armgewebes abfließt, wodurch eine zu kleine Eichzacke entsteht. Der Strömungswiderstand in den entlasteten Venen muß also so hoch sein, daß während des Eichvorganges nur relativ geringe Blutmengen aus den Gefäßen des eingeschlossenen Gewebes austreten bzw. eintreten (bei der Zurücknahme des Eichvolumens) können.

Bei höherem Entlastungsdruck ist diese Blutmenge tatsächlich gering, wie aus dem praktisch horizontalen Ablauf der Kapillardruckkurve nach Zurücknahme des Eichvolumens - bei Atemstillstand - erkannt werden kann (Abb. V, 1). Bei relativ weiten Venen (z.B. durch leichte venöse Stauung) steigt die registrierte Pulscurve nach Zurücknahme des Eichvolumens steil an und stellt sich erst nach einer Anzahl von Pulsen auf eine Horizontale ein (s. Abb. V, 2). Während des steilen Anstieges kann der diastolische Fußpunkt des ersten Pulses (s. Pfeil) nicht sicher erkannt werden, doch wäre auch das Ablesen an dieser Stelle nicht richtig, da ja das Eichvolumen infolge des Blutzufusses bereits während des Eichvorganges verkleinert wird.

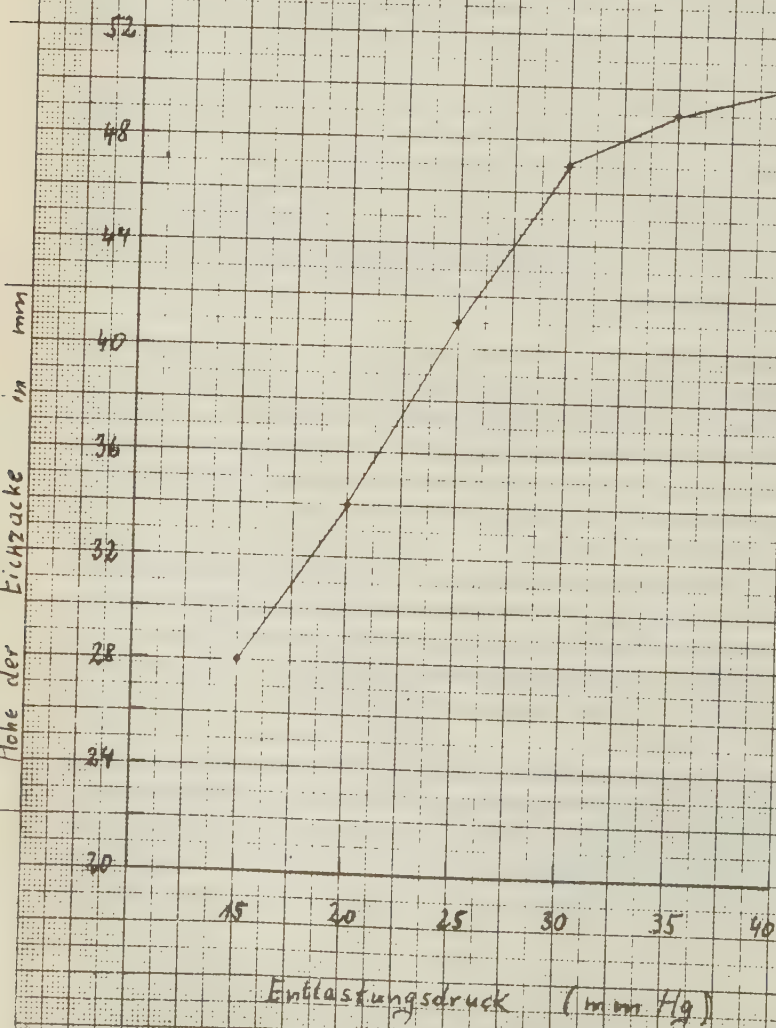
Diese Versuche haben ergeben, daß die Entlastung der Gefäßwände immer dann als ungenügend angesehen werden muß, wenn beim Eichvorgang (nach Zurücknahme des Eichvolumens) die registrierte Pulscurve nicht oder praktisch nicht horizontal verläuft, sondern ansteigt und sich asymptotisch der Horizontalen nähert. Den gleichen Anstieg der Pulscurve beobachtet man, wenn der Unterarm unter Herzhöhe gesenkt wird. (s. Abb. V, 3).

Beim Senken des Armes steigt der Venendruck, wodurch die Entlastung der Venolen und Venen ungenügend wird. Durch eine Erhöhung des Entlastungsdruckes, die dem Grade der Armsenkung entspricht (13,6 cm = 10 mm Hg), läßt sich die richtige Gefäßentlastung wieder herstellen, wie an den registrierten Pulscurven erkannt werden kann (s. Abb. V, 4).

Aufgrund dieser Versuche über die Wirkung einer Venenstauung auf die Größe der Eichzacke wurde bei den Untersuchungen über den Einfluß der Armlage auf die Durchblutung der Unterarmmuskulatur bei gesenktem Arm dann ein Entlastungsdruck von 35 mm Hg eingestellt.

Die Eichzackenhöhe in Abhängigkeit
vom Entlastungsdruck

Abb. IV



Weiterhin mußte noch die Frage geklärt werden, ob das Messergebnis durch einen zu hohen Entlastungsdruck (z.B. 35 mm Hg beim Arm in Herzhöhe oder bei erhöhtem Arm) gefälscht werden würde.

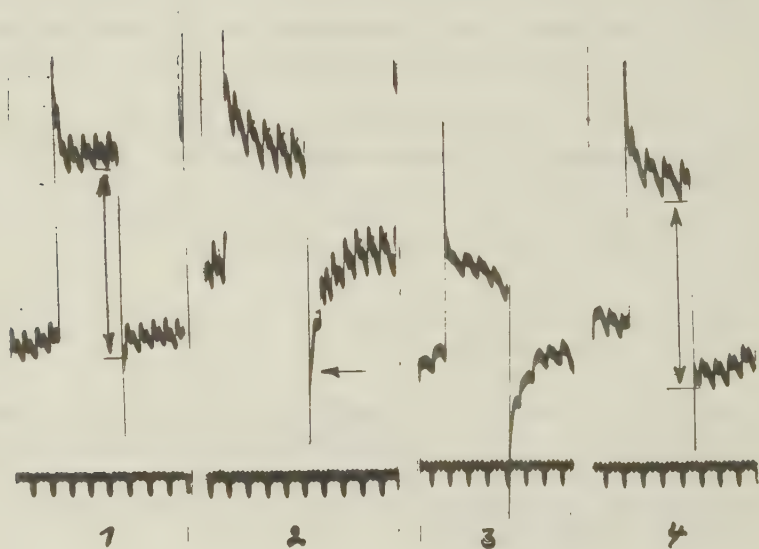
Es ließ sich experimentell nachweisen, daß die Erhöhung des Entlastungsdruckes über 25 mm Hg bei Armlage in Herzhöhe keinen Einfluß auf das Meßergebnis besitzt, solange der Entlastungsdruck den Arterioldruck (über 35-40 mm Hg) nicht überschreitet und dadurch den arteriellen Zufluß drosselt.

Mit der Erhöhung des Entlastungsdruckes steigt die Volumenelastizität des eingeschlossenen Gewebes, wodurch sowohl die Messkurve steiler (b) ansteigt, als auch die Eichzacke größer wird. Da das zu messende Blutvolumen aber immer in der gleichen Zeit (z) einläuft, erhält man unabhängig von der Höhe des Entlastungsdruckes den gleichen Durchblutungswert (s. Abb. VI).

Deshalb wurde in den eigentlichen Versuchen ein einheitlicher Entlastungsdruck von 35 mm Hg angewendet.

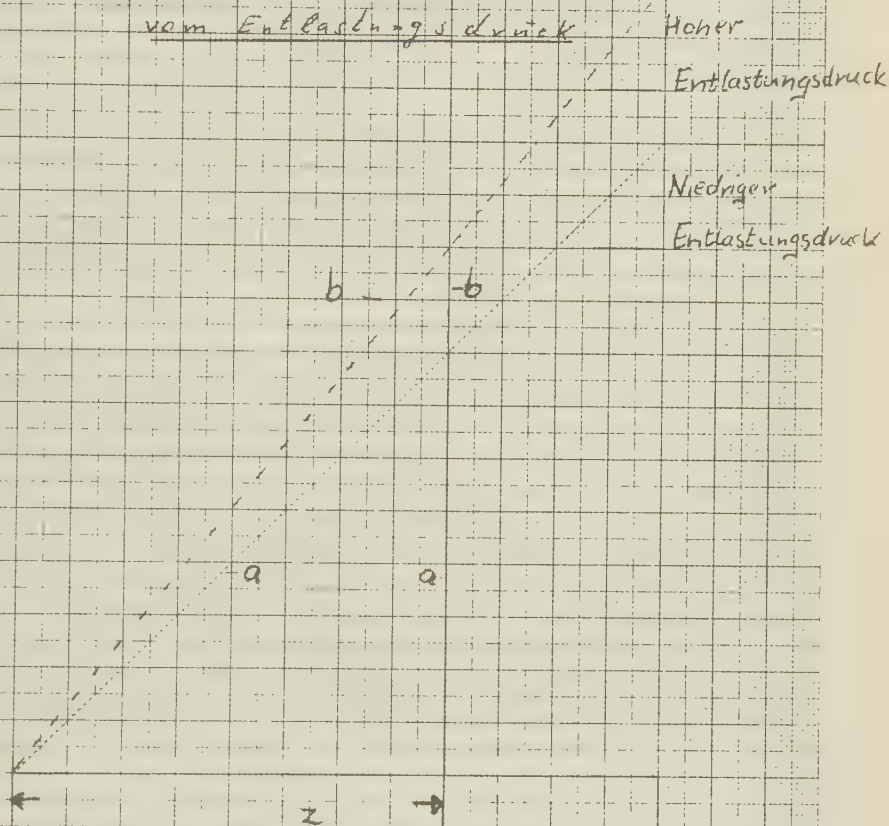
Die Senkung des transmuralen Druckgefälles durch einen Entlastungsdruck bis 35 mm Hg vermindert infolge reaktiver Erweiterung der Widerstandsgefäße der Arteriolen die Durchblutung offensichtlich nicht, wie auch Yamada (1954) beobachtet hat. Die Durchblutung nimmt erst ab, wenn der Entlastungsdruck den Arterioldruck überschreitet.

Verschiedene Formen der Eichzacke



1. Entlastungsdruck: 25 mm Hg, horizontal gelagerter Unterarm in Herzhöhe.
2. wie 1, aber zusätzlich leichte (20 mm Hg) venöse Stauung am Oberarm.
3. Entlastungsdruck 25 mm Hg, horizontal gelagerter Unterarm 15 cm unter Herzhöhe.
4. Entlastungsdruck 35 mm Hg, Armlagerung wie bei 3.

Hob. VI Abhängigkeit der Messkurve
vom Entlastungsdruck



C. Versuchsergebnisse

Von den etwa 200 Einzelmessungen der Muskeldurchblutung wurden zur Auswertung nur diejenigen Messkurven herangezogen, die einen über 6-7 Pulse geraden Anstieg zeigten. Diese Messkurven gehörten zu 8 Versuchsreihen mit 113 Einzelbestimmungen.

Jede Untersuchung wurde im allgemeinen bei hoher Armlage (30 cm über Herzhöhe) begonnen und die Armdurchblutung wurde 4-5 mal bestimmt. Anschließend wurde der Arm in 3 Stufen um jeweils 15 cm gesenkt (1 = 30 cm, 2 = 15 cm über Herzhöhe, 3 = Herzhöhe, 4 = 15 cm unter Herzhöhe) und auf jeder Stufe wurde die Durchblutung wieder 4-5 mal gemessen (s. Tab. 2, 3).

Wie aus den Tabellen und Diagrammen (Abb. VII u. VIII) zu ersehen ist, blieben die Durchblutungsmittelwerte jeder Stufe entweder weitgehend konstant oder stiegen mit Senken des Armes etwas an. Das Diagramm der Abb. IX mit den prozentualen Änderungen der Mittelwerte aus sämtlichen Untersuchungen beider Vp. (Tab. 4) läßt erkennen, daß die wesentlichen Änderungen (20 % bzw. 8,5 %) aber nur in der ersten Stufe, beim Senken des Armes von + 30 auf + 15 cm oder Heben des Armes von + 15 auf + 30 cm über Herzhöhe stattfanden, während sich die Durchblutungswerte in den übrigen Stufen kaum änderten. Die praktische Bedeutung der Differenzen der Mittelwerte ist jedoch gering, da eine statistische Sicherung infolge der starken Streuung der Einzelwerte einer Untersuchungsstufe (2/3 der Einzelwerte liegen nicht innerhalb der Standardabweichung) nicht möglich ist. Die Normalbereiche ($\bar{x} \pm 2s$) sind in die Diagramme der Abb. VII - IX eingezeichnet worden.

ml/mid 100 ml Gewichte

R I

R III

Versuchsgegenstand

R II

R IV

9

8

7

6

5

4

3

10

9

8

7

6

5

4

3

Gen. Höhe

Gen. Höhe

+30

+0

+05

+15

+15

+0

+05

+30

+15

+0

+05

+30

+15

+0

+05

+15

+15

+0

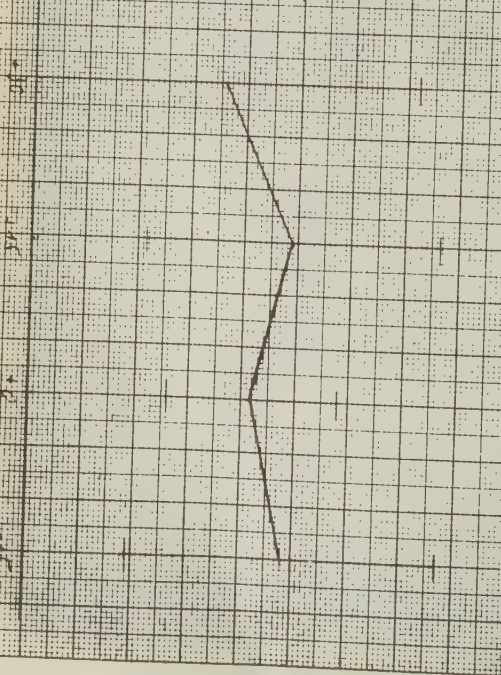
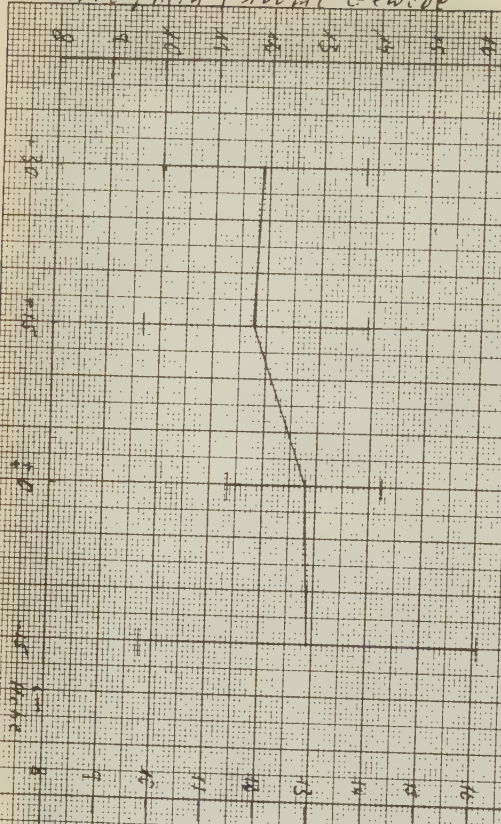
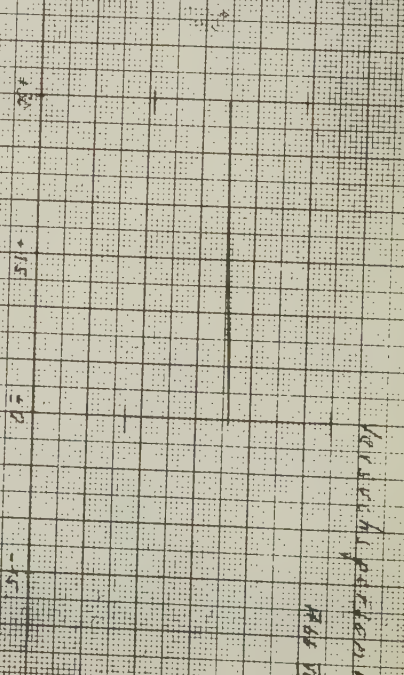
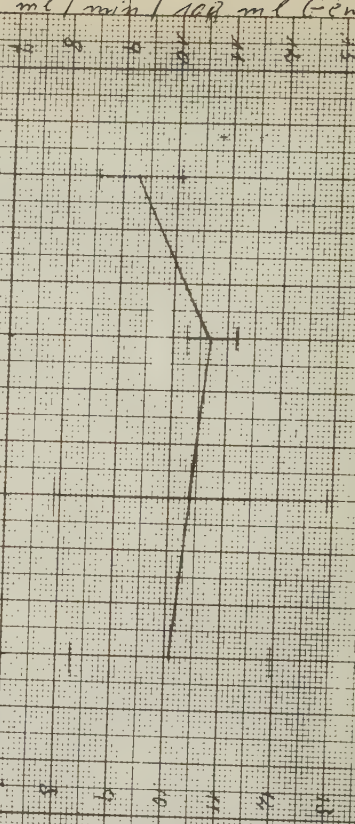
+05

+15

Handwritten notes on the right margin, partially cut off.

Versuchsprotokoll

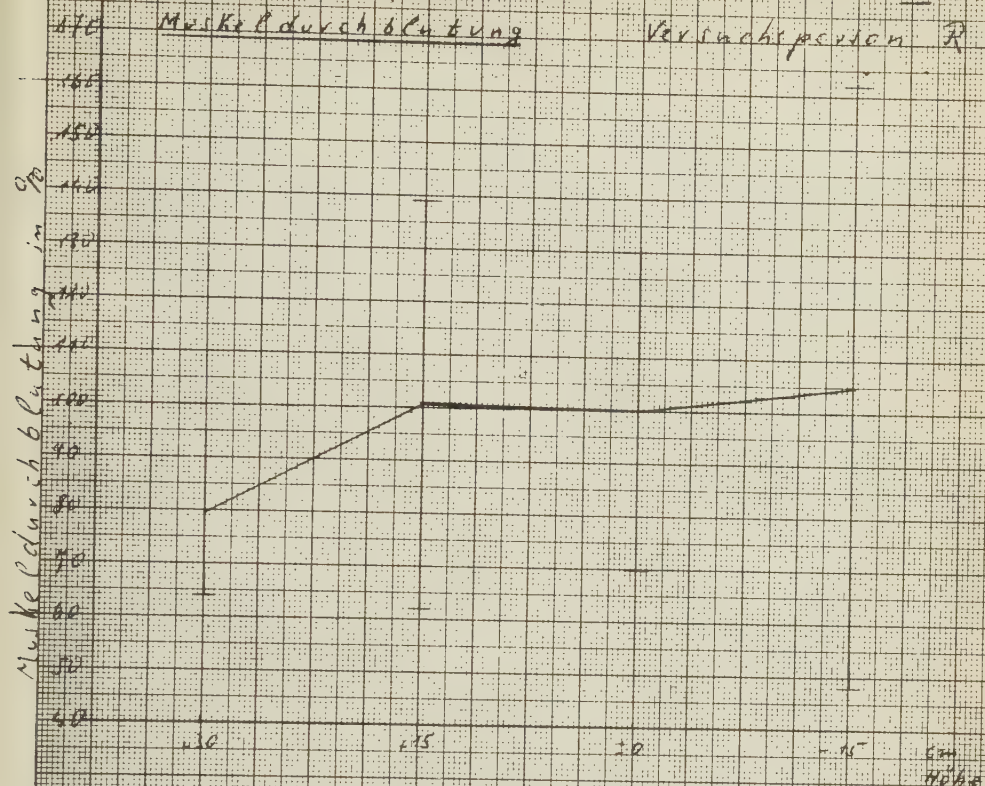
18.05.19



Prozentuale Änderung der
Muskeldurchblutung

Abb. IX

Versuchsperson R



Versuchsperson K

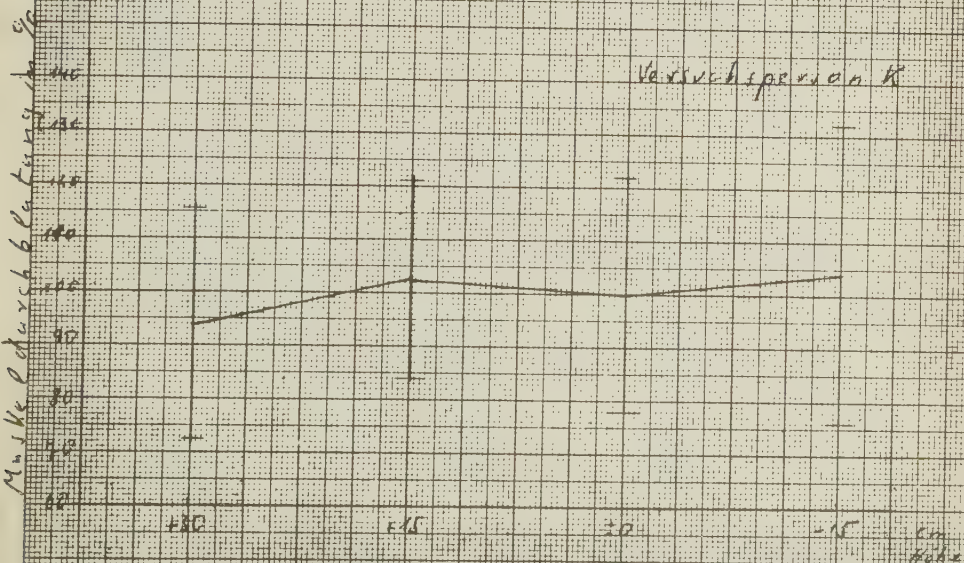


Tabelle der Vergleichswerte (Versuchsperson R)

Tab. 2

	cm Höhe	Vergleichswerte				$\bar{x}$	s	$\bar{x}$	+	2s
R I:	1)	+ 30	4,75	5,0	5,12	4,5	0,33	3,84	-	5,16
	2)	+ 15	5,7	4,87	7,31	6,0	0,388	5,23	-	6,77
	3)	+ 0	4,7	6,9	6,42	6,0	1,12	3,76	-	8,24
	4)	- 15	5,33	6,12	6,66	6,0	0,447	5,11	-	6,89
R II:	1)	+ 30	4,87	4,18	5,03	4,7	0,5	3,7	-	5,7
	2)	+ 15	4,81	5,59	4,57	4,9	0,63	3,64	-	6,16
	3)	+ 0	5,82	5,68	5,19	5,5	0,447	4,61	-	6,39
	4)	- 15	4,56	4,72	5,46	5,2	0,73	3,74	-	6,66
R III:	1)	+ 30	5,26	5,72	5,55	5,5	0,255	4,9	-	6,1
	2)	+ 15	7,0	7,0	6,38	7,2	0,61	5,98	-	8,42
	3)	+ 0	6,46	8,22	7,77	7,4	0,85	5,7	-	9,1
	4)	- 15	8,67	8,85	8,4	8,8	0,33	8,14	-	9,46
R IV:	1)	+ 30	4,25	4,04	4,53	4,3	0,41	3,48	-	5,12
	3)	+ 0	5,72	5,72	4,33	5,2	0,95	3,30	-	7,1
	4)	- 15	5,13	4,82	5,87	5,2	0,447	4,31	-	6,09

Tabelle der Vergleichswerte (Versuchsperson K)

Tab. 3

	cm Höhe	Vergleichswerte				$\bar{x}$	s	$\bar{x}$	+	-	2s
K I:	1) + 30	8,65	9,3	10,55	8,65	9,2	0,39	8,53	-	10,07	
	2) + 15	10,8	10,8	10,55		10,7	0,22	10,26	-	11,14	
	3) + 0	9,15	10,8	10,8	10,8	10,4	1,26	7,88	-	12,92	
	4) - 15	10,4	9,25	10,8		10,1	0,92	8,26	-	11,94	
K II:	1) + 30	10,45	10,85	10,45		10,55	0,7	9,1	-	11,9	
	3) + 0	9,55	11,55	10,85		10,65	0,95	8,7	-	12,5	
K III:	1) + 30	11,85	12,05	11,0	12,65	11,9	0,95	10,9	-	13,8	
	2) + 15	12,05	11,7	11,7	11,7	11,8	1,06	9,68	-	13,92	
	3) + 0	12,35	12,05	13,6	13,3	12,8	0,72	11,36	-	14,24	
	4) - 15	11,15	13,85	13,85		12,9	1,58	9,74	-	16,06	
K IV:	1) + 30	13,5	11,25	10,2		11,6	1,72	8,02	-	15,18	
	2) + 15	13,15	13,85	11,45	13,15	12,9	1,38	10,14	-	15,66	
	3) + 0	12,2	13,15	11,75	11,45	12,2	0,81	10,58	-	13,82	
	4) - 15	12,45	11,75	13,85	13,2	12,8	1,44	9,92	-	15,68	

Tabelle der Mittelwerte aller Kurven

Tab. 4

		Versuchsperson R		Änderung		Versuchsperson K			
cm Höhe	Mittelwerte aller Kurven	$\bar{x}$	in %	$\bar{x}$	+ 2s	$\bar{x}$	- 2s	$\bar{x}$	in %
1) + 30	4,5 4,7 5,5 4,3	4,75	(- 20,5 %)	3,82	- 5,74	8,3	- 13,26	9,3	(72,5 % - 115,5 %)
2) + 15	6,0 4,9 7,2	6,03	(+ 0,5 %)	3,73	- 8,33	9,63	- 13,83	10,7	(84 % - 121 %)
3) + 0	6,0 5,5 7,4 5,2	6,0	(100 %)	4,21	- 7,79	8,97	- 14,3	10,4	(78 % - 122 %)
4) - 15	6,0 5,2 5,8 5,2	6,3	(- 5 %)	2,9	- 9,7	8,69	- 15,17	10,1	(76 % - 132 %)
Versuchsperson K									
1) + 30	9,3 10,5 11,9 11,6	10,8	(- 6 %)	8,3	- 13,26	8,3	- 13,26	9,3	(72,5 % - 115,5 %)
2) + 15	10,7 11,8 12,9	11,8	(+ 2,5 %)	9,63	- 13,83	9,63	- 13,83	10,7	(84 % - 121 %)
3) + 0	10,4 10,6 12,8 12,2	11,5	(100 %)	8,97	- 14,3	8,97	- 14,3	10,4	(78 % - 122 %)
4) - 15	10,1 12,9 12,8	11,93	(+ 4 %)	8,69	- 15,17	8,69	- 15,17	10,1	(76 % - 132 %)

D. Besprechung

Wie die Versuchsergebnisse gezeigt haben, läßt sich durch Heben oder Senken des Unterarmes um 45 cm keine statistisch sicher nachweisbare Änderung der Durchblutung der Unterarmmuskulatur auslösen, d.h. die Durchblutung der Unterarmmuskulatur bleibt trotz Änderung des Druckes in den Armarterien (Änderung des hydrostatischen Anteiles des Gesamtarteriendruckes um 45 cm H₂O oder 33 mm Hg) praktisch konstant. Da bei Änderung der Armlage mit dem Arteriendruck auch der Venendruck gleichsinnig zu oder abnimmt, müssen die lagebedingten Einflüsse der Gefäßinnendruckänderungen (Arterien und Venen) auf den Gefäßquerschnitt und damit auf den Strömungswiderstand kompensiert worden sein. Damit ist auch für die Gefäße der menschlichen Extremitätenmuskulatur das Bestehen eines Bayliss-Effektes oder die Fähigkeit zur Autoregulation experimentell nachgewiesen worden.

Die Autoregulation scheint bei den Muskelgefäßen lediglich dann etwas eingeschränkt zu sein, wenn der Arm 15 cm über Herzhöhe gehoben wird (s. prozentuale Änderung der Mittelwerte beider Vp. Abb. IX). Dieses unterschiedliche Verhalten kann aber wegen der Streuung der Mittelwerte nicht als statistisch gesichert angesehen werden.

Durch diese Befunde werden die Ergebnisse von Stainsby u. Renkin bestätigt, welche im Tierversuch (narkotisierter Hund) eine weitgehende Konstanz der Muskeldurchblutung der hinteren Extremität bei Änderungen der arteriellen Perfusionsdrucke beobachten konnte.

Die größte Schwierigkeit bei der Auswertung der Versuche bereitet die relativ große Streuung der Einzelwerte einer Versuchsreihe. Während die Muskeldurchblutungswerte beim narkotisierten Hund über längere Zeit praktisch konstant bleiben, können beim wachen Hund (Schroeder) und beim wachen Menschen (bei ruhender und entspannter Muskulatur) Durchblutungsschwankungen gefunden werden, die bei Messungen im Abstand von 3 Min mehr als 1 ml/min/100 ml Gewebe betragen können (Schroeder 1963).

Diese spontanen Schwankungen, die auch in den eigenen Versuchen beobachtet wurden, bedingen die Unsicherheit aller Untersuchungen über lageabhängige Durchblutungsänderungen bei wachen Menschen. Als Ursache dieser

spontanen Durchblutungsschwankungen muß der ständig wechselnde Einfluß zentraler Impulse auf die Skeletmuskeldurchblutung angesehen werden.

Durch die Untersuchungen verschiedener Autoren konnte nämlich in den letzten Jahren nachgewiesen werden, daß die Größe der Skeletmuskeldurchblutung nicht nur lokal, sondern auch zentral beeinflusst werden kann. Lokal wird die Durchblutung an die Größe der Muskeltätigkeit über sog. nutritive Reflexe (nutritive Regelung) angepaßt, während der zentrale Einfluß von der Muskeltätigkeit unabhängig ist und durch Erregung sympathischer cholinergischer Dilatatorennerven zustande kommt (s. Folkow 1955).

Diese Nerven kommen von Zellen des Hypothalamus, welche zum retikulären Weckzentrum gehören und welche heute als ein Zentrum der koordinierten Abwehr angesehen werden (Abraham, Hilton und Zbrozyna 1960). Dieses Zentrum kann reflektorisch z. B. durch Schmerzreize, aber auch durch Affekte erregt werden. Durch diese Verknüpfungen wird verständlich, warum nicht nur jede zu einer typischen Abwehrreaktion führende Afferenz, sondern auch Änderungen der Aufmerksamkeit und des Wachzustandes die Gesamtdurchblutung der Skelettmuskulatur beeinflussen. (Grant u. Pearson (1938), Abramsen u. Ferris 1940, Wilkins u. Eichna 1941, Golenhofen u. Mitarbeiter 1961, Schroeder 1963).

Da bei jeder Versuchsperson Schwankungen der Aufmerksamkeit und des Wachzustandes unvermeidlich sind, dürfte hierin die Ursache der beim wachen Menschen stets zu beobachtenden Inkonstanz der Skeletmuskeldurchblutung zu suchen sein.

Diese Inkonstanz betrifft aber nicht die Durchblutung der nutritiven, sondern der Kurzschlußgefäße.

Nach neuen Untersuchungen (zusammenfassende Darstellung bei Schroeder 1952, 1964) besitzt die Skelettmuskulatur nämlich eine Kurzschlußdurchblutung, welche durch Erregung der sympathischen cholinergischen Dilatatorennerven, z.B. im Affekt oder bei einer Notfallssituation gesteigert werden kann. Durch diese Durchblutungssteigerung soll vorsorglich, d. h. vor der eigentlichen Muskeltätigkeit eine Ankurbelung des Kreislaufes mit erhöhter Muskeldurchblutung erreicht werden.

Gleiche Durchblutungsgrößen bei unterschiedlichen Armlagen bedeuten jedoch nicht, daß der Funktionszustand der Muskelgefäße unverändert ist. Dies

geht aus den von Happel durchgeführten Untersuchungen über den Einfluß von Lageänderungen des Unterarmes auf die reaktive Hyperaemie hervor, wobei die Gefäßfunktionsänderungen durch Registrierung des integrierten Kapillardruckes (Schroeder 1959) erfaßt worden waren. Diese Untersuchungen hatten ergeben, daß die Armlage die Reaktionsgeschwindigkeit der Muskelgefäße beeinflusst, welche bei erhobenem Arm größer als bei gesenktem Arm ist.

E. Zusammenfassung

An 2 Versuchspersonen wurde der Einfluß von Lageänderungen des Unterarms auf die Durchblutungsgröße der Unterarmmuskulatur untersucht.

Die Messungen erfolgten mit einer modifizierten Methodik der Venenverschlußplethysmographie (Schroeder), welche im wesentlichen die Muskeldurchblutung des Unterarmes erfaßt. Der auf einem verstellbaren Tisch horizontal liegende Arm wurde (in Stufen von 15 cm) 30 cm über Herzhöhe gehoben bzw. 15 cm unter Herzhöhe gesenkt, wobei in jeder Stufe die Durchblutung 4-5 mal gemessen wurde.

Die Mittelwerte der Durchblutung waren in den einzelnen Stufen praktisch konstant, lediglich in der höchsten Armlage konnte eine geringe Abnahme der Muskeldurchblutung gefunden werden. Statistisch konnte aber das Verhalten der Mittelwerte wegen der starken Streuung der Einzelwerte nicht gesichert werden. Die Ursache der Streuung der Einzelwerte wurde diskutiert.

F. Literaturverzeichnis

- 1) ABRAHAMSON, V.C., S. M. HILTON and A. ZBROZYNA:
Active muscle vasodilatation produced by stimulation of the brain stem; its significance in the defence reaction.
J. Physiol. 154, 491-513 (1960)
- 2) ABRAMSON, D.J. and E. B. FERRIS:
Responses of blood vessels in the resting hand and forearm to various stimuli.
Americ. Heart 19, 541-553 (1940)
- 3) ABRAMSON, D.I., S. TUCK, A.M. ZAYAS and R. E. MITCHELL:
Effect of altering limb position on blood flow, O_2 -uptake, and skin temperature.
J. Appl. Physiol. 17, 191-194 (1962)
- 4) COLES, D.R. and A. D. M. GREENFIELD:
The reactions of the blood vessels of the hand during increases in transmural pressure.
J. Physiol. 131, 277-289 (1956)
- 5) COLES, D. R., B. S. L. KIDD and C. C. PATTERSON:
The reactions of the blood vessels of the human calf to increases in transmural pressure.
J. Physiol. 134, 665-674 (1956)
- 6) COOPER, K. E., O. G. EDHOLM and R. F. MOTTRAM:
The blood flow in skin and muscle of the human forearm.
J. Physiol. 128, 258-267 (1955)
- 7) DITTMAR, H. A.:
Die Methoden der Volumen- und Verschußplethysmographie.
III. Freiburger Kolloquium. München; Banaschewski 1961.
- 8) FOLKOW, B.:
Nervous control of the blood vessels.
Physiol. Rev. 35, 629-663 (1955)

- 9) GOLENHOFEN, K., D.A. BLAIR u. W. SEIDEL:
Zur Natur affektiver Muskeldurchblutungssteigerungen beim Menschen.
Pflügers Arch. 272, 223-236 (1961)

- 10) GOLISCH, G. u. H. L. THORN:
Die Fingerdurchblutung in Abhängigkeit vom wirksamen arteriellen
Mitteldruck.
Pflügers Arch. 272, 107-126 (1960)

- 11) GRANT, R.T. u. R.S. B. PEARSON:
The blood circulation in the human limb; observation on the difference
between the proximal and distal parts and remarks on the regulation of
body temperature.
Clin. Sci. London, 3, 119-139 (1938)

- 12) GREENFIELD, A. D. and G. C. PATTERSON:
Reactions of blood vessels of the human forearm to increases in trans-
mural pressure.
J. Physiol. 125, 508-524 (1954)

- 13) GREENFIELD, A. D. M. and G. C. PATTERSON:
The effect of small degrees of venous distension on the apparent rate
of blood inflow to the forearm.
J. Physiol. 125, 525-533 (1954)

- 14) MENDLOWITZ, M.:
Observations on the calorimetric method for measuring digital blood
flow.
Angiology, 1, 247-256 (1950)

- 15) ROSENZWEIG, J.:
The effect of the position of the arm on the oxygen saturation of the
effluent blood.
J. Physiol. 129, 281-288 (1955)

- 16) ROSSBERG, G. u. W. BAIER:
Auswertung und Kritik endplethysmographischer Versuchsergebnisse.
Z. ges. exp. Med. 122, 129-141 (1953)

- 17) SCHROEDER, W.:
Beschreibung und Ergebnisse einer neuen Methodik zur quantitativen Durchblutungsmessung der Extremitätenmuskulatur.
Z. ges. exp. Med. 137, 1-11 (1963)
- 18) SCHROEDER, W.:
Zur Physiologie arteriovenöser Anastomosen.
Verh. Dt. Ges. Kreislaufforschung 18, 289-304 (1952)
- 19) SCHROEDER, W.:
Was wissen wir über die vegetative Steuerung der Skelettmuskel durchblutung?
Acta Neurovegetativa 1964 (im Druck)
- 20) SCHROEDER, W.:
Eine einfache Methode zur fortlaufenden Registrierung von Änderungen der Haut- bzw. Muskeldurchblutung des Menschen und des wachen Hundes (Kapillardruckmessung).
Z. ges. Exp. Med. 130, 513-22 (1959)
- 21) STAINSBY, W. N. and E. M. RENKIN:
Blood flow responses in skeletal muscle to sudden changes in arterial pressure.
Federation proceedings 16, 535 (1957)
- 22) STAINSBY, W. N. and E. M. RENKIN:
Autoregulation of blood flow in resting skeletal muscle.
Am. J. Physiol. 201, 117-122 (1961)
- 23) THAUER, R. u. W. CRISPENS:
Fingertemperatur bei Änderung des hydrostatischen Druckes.
Pflügers Arch. 261, 470-485 (1955)
- 24) WEZLER, K. u. G. SCHÖNBACH:
Aktivitätsformen der Gefäßmuskulatur.
Z. f. Biologie 110, 388-435 (1958)
- 25) WILKINS, R. W. u. L. EICHNA:
Blood flow to the forearm and calf. I. Vasomotor reactions: role of the sympathetic nervous system.
Bull. Johns Hopk. Hosp., 68, 425-449 (1941)

- 26) WILKINS, R. W., M. H. HALPERIN and I. LITTER;
The effect of the dependent position upon blood flow in the limbs.
Circulation 2, 373 - 379 (1950)
- 27) YAMADA, S.:
Effects of positive tissue pressure on blood flow of the finger.
J. Appl. Physiol. 6, 495-500 (1954)

Herrn Professor Dr. W. SCHROEDER
möchte ich für die freundliche Überlassung
des Themas sowie für die Leitung bei der
Durchführung der vorliegenden Arbeit meinen
herzlichen Dank aussprechen.

Lebenslauf

- 1936 : 31. Oktober : Als Sohn des Chemikers Dr. G. Hurtig und seiner Ehefrau, der Zahnärztin Dr. Chr. Hurtig in Darmstadt geboren.
- 1941 : Herbst : Eintritt in die Volksschule in Darmstadt.
- 1943 - 45 : Besuch der Volksschulen in Ruhpolding (Obb.) und Mittenwald (Obb.).
- 1945 - 47 : Volksschule in Darmstadt.
- 1947 : Herbst : Aufnahme in die Sexta des "Alten Realgymnasiums Darmstadt".
- 1957 : 1. März : Reifeprüfung.
- 1957 : S. S. Beginn des zahnmedizinischen Studiums in Frankfurt/Main.
- 1959 : Ende S. S. : Physikum.
- 1962 : 20. Juli : Staatsexamen in Frankfurt/Main.
- 1962 - 64 : Tätigkeit als Assistenzarzt.

Verzeichnis meiner akademischen Lehrer:

Prof. Dr. J. v. Reckow	Zahnerhaltungskunde
Prof. Dr. P. Hauser	Spez. Chirurgie
Prof. Dr. M. Kuck	Zahnersatzkunde
Dr. Koller, W.	Kieferorthopädie
Priv. Doz. Dr. F. Kreter	Zahnerhaltungskunde
Prof. Dr. D. Starck	Anatomie
Prof. Dr. H. Frick	Anatomie
Prof. Dr. E. Heinz	Physiol. Chemie
Prof. Dr. K. Wezler	Physiologie
Prof. Dr. G. Kahlau	Pathologie
Prof. Dr. H.H. Westermann	Allg. Chirurgie
Prof. Dr. J. Jürgens	Innere Medizin
Prof. Dr. G. K. Steigleder	Haut- und Geschlechtskr.
Prof. Dr. H.J. Schümann	Pharmakologie
Prof. Dr. H. G. Boenninghaus	Hals-Nasen-Ohrenheilkunde
Prof. Dr. Martin	Innere Medizin
Prof. Dr. A. Kleinschmidt	Hygiene
Prof. Dr. H. Zimmermann	Pathologie

Ehrenwörtliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, daß ich die der Medizinischen Fakultät
Frankfurt/Main zur Promotionsprüfung eingereichte Arbeit mit dem
Titel

UNTERSUCHUNGEN ÜBER DEN EINFLUSS DER ARMLAGE AUF DIE DURCHBLUTUNGSGRÖSSE DER MENSCHLICHEN UNTERARM MUSKULATUR

im Institut für animalische Physiologie
unter Leitung von Prof. Dr. W. Schroeder

ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt und bei der Abfassung der Arbeit
keine anderen als die in der Dissertation angeführten Hilfsmittel benutzt
habe.

Ich habe bisher an keiner in- und ausländischen Medizinischen Fakultät
ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht noch die vorliegende
Arbeit als Dissertation vorgelegt.

Frankfurt/Main, den 23.3.1964

